

527,087

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

Rec'd PCT/PTO

10 MAR 2005

(43) 国際公開日
2004年3月25日 (25.03.2004)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2004/023996 A1

- (51) 国際特許分類: A61B 5/0488
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2002/009302
- (22) 国際出願日: 2002年9月11日 (11.09.2002)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 独立行政法人通信総合研究所 (COMMUNICATIONS RESEARCH LABORATORY, INDEPENDENT ADMINISTRATIVE INSTITUTION) [JP/JP]; 〒184-8795 東京都小金井市 貫井北町4-2-1 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 前川 聡 (MAEKAWA, Satoshi) [JP/JP]; 〒184-8795 東京都小

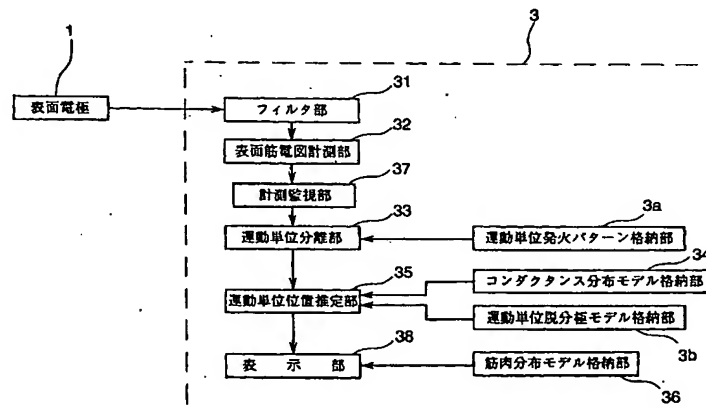
金井市 貫井北町4-2-1 独立行政法人通信総合研究所内 Tokyo (JP). 藤原 義久 (FUJIWARA, Yoshihisa) [JP/JP]; 〒184-8795 東京都小金井市 貫井北町4-2-1 独立行政法人通信総合研究所内 Tokyo (JP). 小谷 学 (KOTANI, Manabu) [JP/JP]; 〒659-0031 兵庫県芦屋市 新浜町2番4-1102号 Hyogo (JP). 有本 隆彦 (ARIMOTO, Takahiko) [JP/JP]; 〒675-0101 兵庫県加古川市 平岡町新在家1366-1 Hyogo (JP).

- (74) 代理人: 赤澤 一博 (AKAZAWA, Kazuhiro); 〒604-8161 京都府京都市 中京区烏丸通六角上ル饅頭屋町617 六角ビル6F Kyoto (JP).
- (81) 指定国 (国内): JP, US.
- (84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SK, TR).

[続葉有]

(54) Title: ACTIVE MUSCLE DISPLAY DEVICE

(54) 発明の名称: 活動筋肉表示装置



1...SURFACE ELECTRODE
 31...FILTER UNIT
 32...SURFACE ELECTROMYOGRAM MEASUREMENT UNIT
 37...MEASUREMENT MONITORING UNIT
 33...MOTOR UNIT SEPARATION UNIT
 3a...MOTOR UNIT IGNITION PATTERN STORAGE UNIT
 35...MOTOR UNIT POSITION ESTIMATION UNIT
 34...CONDUCTANCE DISTRIBUTION MODEL STORAGE UNIT
 38...DISPLAY UNIT
 3b...MOTOR UNIT DEPOLARIZATION MODEL STORAGE UNIT
 36...MUSCLE DISTRIBUTION MODEL STORAGE UNIT

(57) Abstract: An active muscle display device capable of specifying an ignition pattern of each motor unit without exerting any load on an organism and displaying the specified motor unit, comprising a plurality of electrodes (1) disposed on a skin surface, a surface electromyogram measurement unit (32) for measuring a surface electromyogram on the skin surface on which the electrodes (1) and disposed, a motor unit separation unit (33) for estimating each motor unit constituting a muscle ignited based on the surface electromyogram measured by the surface electromyogram measurement unit (32), a motor unit position estimation unit (35) for estimating the three-dimensional position of the motor unit ignited from the motor unit estimated to be ignited by the motor unit separation unit (33), and a display unit (38) which converts the motor unit specified by the motor unit position estimation unit (35) into an image and displays the image.

[続葉有]

WO 2004/023996 A1



添付公開書類:
— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(57) 要約:

生体に負荷を与えることなく個々の運動単位の発火パターンを特定し、その特定した運動単位を表示可能な活動筋肉表示装置の提供を行うために、皮膚表面上に配置する複数の電極1と、この複数の電極1における皮膚表面上の表面筋電図を計測する表面筋電図計測部32と、この表面筋電図計測部32で計測した表面筋電図に基づき発火した筋を構成する個々の運動単位を推定する運動単位分離部33と、この運動単位分離部33で発火したと推定される運動単位から発火した運動単位の3次元位置を推定する運動単位位置推定部35と、この運動単位位置推定部35で特定した運動単位を画像化して表示する表示部38とを具備するようにした。

明細書

活動筋肉表示装置

5 技術分野

本発明は、皮膚表面上で計測する表面筋電図から筋を構成する運動単位を特定し、この特定した運動単位に基づき、活動する筋肉を表示する活動筋肉表示装置に関するものである。

10

背景技術

生体は複雑な運動制御を行っており、その制御機構を明らかにすることは、人間工学等の分野において大きな意義があり、このような生体における制御機構を解明する
15 ため、神経－筋活動を計測・解析しようという試みが多く行われている。

筋は、多くの運動単位と呼ばれるサブユニットにより構成されている。この運動単位は脊髄内の単一の α 運動ニューロン (α Motor Neuron、以下、「 α -MN」
20 α -MN」とする。) と、 α -MNに支配される筋繊維群からなり、神経－筋制御機構の最小機能単位である。筋の収縮時には、複数の運動単位が協調して活動する。運動単位の活動電位 (Motor Unit action potential、以下、「MUAP」
25 として) を計測し、個々の活動様式を解析することは、神経

一筋制御機構を解明する上で重要なことである。

筋収縮に伴って発生する電位の変化を示す筋電図は、複数のMUA Pの干渉波形として計測されるが、この筋電図には、筋に刺入する針電極で計測した針筋電図と、
5 非侵襲の表面電極により計測した表面筋電図がある。

針筋電図は、生体組織などの影響を受けにくく、運動単位の分離が比較的容易であるという利点があり、筋電図を運動単位の分離により解析する際に用いられることが多い(K. C. McGill, K. L. Cummins
10 and L. J. Dorfman, "Automatic Decomposition of Clinical Electromyogram," IEEE Trans. Biomed. Eng., BME, vol. 32, pp. 470-477, 1985)。一方、表
15 面筋電図は、皮膚表面に表面電極を貼り付ければ計測できるため、針筋電図に比べ比較的簡単に筋電図を計測できるといった利点があった。

しかしながら、針筋電図は、計測時に針電極を筋肉に刺して計測する必要があり、生体に負荷を与えてしまう
20 といった問題点があるため、多数の筋を同時に計測することは困難であった。また、針電極が計測する部位は、非常に狭い範囲であり、あらかじめ生体組織内のどの場所を計測するかを決定しておく必要があった。一方、表面筋電図では電極下にある多数のMUA Pが、時間的・
25 空間的に加算されたものとして観測されるため、個々の

運動単位の発火パターンを特定することが困難であるという問題点があった。

発明の開示

5 上記の課題を解決するために、本発明は、次のような手段を講じたものである。

すなわち、本発明は、皮膚表面上に配置する複数の電極と、この複数の電極における皮膚表面上の表面筋電図を計測する表面筋電図計測部と、この表面筋電図計測部
10 で計測した表面筋電図に基づき活動した筋を構成する個々の運動単位からの信号を分離する運動単位分離部と、運動単位分離部で得た個々の運動単位の活動により生じた皮膚表面上での電位分布から、運動単位の3次元的な位置を推定する運動単位位置推定部と、この運動単位位
15 置推定部で特定した個々の運動単位の活動をまとめて画像化して表示する表示部とを具備することを特徴とする。

このような構成によれば、複数の電極及び表面筋電図計測部によって生体を侵襲することなく表面筋電図を計
20 測することができるとともに、運動単位分離部及び運動単位位置推定部によって、時間的・空間的に加算された多数のMUA Pから活動した運動単位の3次元的位置を特定することができ、さらに、特定した運動単位を表示部が画像化するため、生体における筋制御機構の解明に
25 非常に有用とすることができる。

なお、前記表面筋電図計測部で計測した表面筋電図から所定の発火パターンを示す個々の運動単位を推定するためには、前記運動単位分離部が、多チャンネルブラインドデコンボリューション法に基づき、前記表面筋電図計測部で計測した表面筋電図から所定の発火パターンを示す個々の運動単位を分離することが望ましい。

より正確に活動した運動単位を特定するためには、生理学的知見に基づく運動単位の発火間隔の分布パターンおよび表面筋電図波形を格納する運動単位発火パターン格納部を備え、前記運動単位分離部が分離した各電極における時系列信号と照合して、一致する関係にある場合に、運動単位と特定することが望まれる。

運動単位位置推定部では、与えられた皮膚表面上の電位分布を再現するのに必要な生体組織内に流れる電流源もしくは筋繊維の脱分極によって形成される電位分布を推定する必要がある。これを行うには、静電場を与える偏微分方程式程式に従って、運動単位分離部で与えられた表面電極位置での電位を境界条件として逆問題を解けばよい。

なお、本発明の好ましい態様としては、前記運動単位分離部で得た各運動単位に対応する電極位置電位より、前記運動単位位置推定部が、その電位を再現するようにポアソン方程式から電流源を推定するものが挙げられる。

また、運動単位位置推定部における逆問題を解くため

には、電氣的コンダクタンスが異なる生体内の脂肪、骨、筋肉等の分布、配置をモデル化したコンダクタンス分布モデルを格納するコンダクタンス分布モデル格納部を備える必要がある。

- 5 また、運動単位位置推定部における逆問題は、そのままでは不良設定問題であるため、一意に解くためには運動単位の脱分極モデルを格納する運動単位脱分極モデル格納部を備える必要がある。

10 分離の精度を向上させるためには、前記複数の電極が、アレイ状に並べて配置されたものであることが望ましい。

皮膚の動きにともなう接触抵抗の変化やリード線の揺れなどにより生じる低周波の変動等の外乱を好適に除去するためには、所定の周波数以上の周波数成分を有する
15 信号を通過させるハイパスフィルタを設け、前記表面筋電図計測部が計測する表面筋電図が、このハイパスフィルタを通過させたものであればよい。

多チャンネルブラインドデコンボリューションを精度よく行うためには、前記表面筋電図計測部で計測した表面筋電図を、平均値が0、分散が1に正規化したり、前
20 記運動単位分離部が、前記表面筋電図計測部で計測する表面筋電図を所定の条件で学習し、この学習した学習データに基づき発火した筋を構成する個々の運動単位を推定したりすることが望ましい。

25 また、運動単位を構成する筋繊維や運動ニューロンを

モデル化した筋肉分布モデルを格納する筋肉分布モデル格納部を備え、前記表示部が前記運動単位位置推定部で特定した運動単位を前記筋肉分布モデルに重ねて3次元表示すれば、発火した運動単位の動作をより具体的に認識することができる。

精度よく表面筋電図の測定を行うためには、表面筋電図の計測時に、計測中の表面筋電図を画像出力する計測監視部を設け、この計測監視部に運動単位以外と推定される表面筋電図が画像出力された際に、前記表面筋電図計測部が計測を行わないように構成していることが望ましい。

図面の簡単な説明

第1図は、本発明の実施形態における活動筋肉表示装置の全体構成を模式的に示す図である。

第2図は、同実施形態における表面電極を模式的に示す図である。

第3図は、同実施形態における活動筋肉表示装置本体の内部機器構成図である。

第4図は、同実施形態における活動筋肉表示装置の機能を示す機能構成図である。

第5図は、同実施形態におけるチャンネル毎の表面筋電図を示す図である。

第6図は、同実施形態におけるブラインドデコンボリューションの構造を示す図である。

第 7 図は、同実施形態における発火間隔分布パターン格納部に格納する運動単位の発火間隔の分布パターンを示す図である。

5 第 8 図は、同実施形態における活動筋肉表示装置の動作を示すフロー図である。

第 9 図は、同実施形態における独立成分を示すフロー図である。

第 10 図は、同実施形態における 4 番目の独立成分に対する混合フィルタのインパルス応答を示す図である。

10 第 11 図は、同実施形態における 7 番目の独立成分に対する混合フィルタのインパルス応答を示す図である。

第 12 図は、同実施形態における 15 番目の独立成分に対する混合フィルタのインパルス応答を示す図である。

15 第 13 図は、同実施形態における 16 番目の独立成分に対する混合フィルタのインパルス応答を示す図である。

第 14 図は、同実施形態における発火した運動単位を画像表示する態様を示す図である。

発明を実施するための最良の形態

20

以下、本発明の一実施形態について図面を参照して説明する。

第 1 図は、本発明の実施形態における活動筋肉表示装置 A の全体構成を模式的に示す図である。

25 本発明の活動筋肉表示装置 A は、第 1 図に示すように

、被験者 M の皮膚表面上に配置する複数の表面電極 1 a
、 1 b 、 . . . 、 1 s 及び 1 t (以下、「表面電極 1」と
総称する。)を備えた表面電極ユニット 1 U と、この複
数の表面電極 1 それぞれに接続される複数のリード線 2
5 a 、 2 b 、 . . . 、 2 s 及び 2 t (以下、「リード線 2」
と総称する。)と、この複数のリード線 2 と接続される
とともに前記複数の表面電極 1 を用いて測定した表面筋
電図に基づき発火した運動単位を特定しさらにこの特定
した運動単位を画像化して表示する活動筋肉表示装置本
10 体 3 とを具備するものである。なお、本実施形態では、
地面に対して図示しない水平な台の上に被験者 M の腕を
載せ、その被験者 M の薬指の張力発生時に筋長変化を伴
わない等尺性収縮時における筋電図を測定し、これより
発火した運動単位を特定しさらに特定した運動単位を画
15 像化して表示する場合を一例に挙げて説明する。

表面電極ユニット 1 U は、第 1 図及び第 2 図に示すよ
うに、筋の収縮運動にともなって生ずる皮膚表面上の電
位の変化を検知する直径 2 . 0 m m の表面電極 1 と、こ
の表面電極 1 を極間 1 0 m m 及び 4 m m にて 5 × 4 のア
20 レイ状にして取り付ける表面電極支持板 1 1 とを備える
ものであって、この表面電極ユニット 1 U を肘窩より約
1 0 c m のところから配置することにより、薬指の動作
によって生じる筋の収縮運動にともなって生ずる皮膚表
面上の電位の変化を好適に検知するようにしている。そ
25 して、5 × 4 のレイ状に配置した表面電極 1 において

、極間 10 mm にて隣接する一対の表面電極 1 を 1 チャンネルとし、16 チャンネルそれぞれのチャンネルにおける電位差を筋電位信号として活動筋肉表示装置本体 3 に出力するように設定している。

5 活動筋肉表示装置本体 3 は、一般的な情報処理機能を有するコンピュータであって、第 3 図に示すように、CPU 101、内部メモリ 102、HDD 等の外部記憶装置 103、前記リード線 2 と接続される通信インタフェース 104、ディスプレイ 105、マウスやキーボード
10 といったユーザインタフェース 106 等を主な構成要素としている。

一方、この活動筋肉表示装置本体 3 を機能面で説明すると、前記各部が動作することにより、第 4 図に示すように、フィルタ部 31 と、表面筋電図計測部 32 と、運動単位分離部 33 と、コンダクタンス分布モデル格納部
15 34 と、運動単位位置推定部 35 と、筋肉分布モデル格納部 36 と、計測監視部 37 と、表示部 38、運動単位発火パターン格納部 3a、運動単位脱分極モデル格納部 3b 等としての機能を有している。

20 以下、各部を詳述する。

フィルタ部 31 は、前記表面電極 1 からリード線 2 を介して取得する筋電位信号において所定の周波数より高い周波数成分を通過させるものであって、本実施形態では、皮膚の動きにともなう接触抵抗の変化・リード線 2
25 の揺れなどにより生じる低周波の変動を前記筋電位信号

から好適に除去できるように、カットオフ周波数 2.5 Hz のハイパスフィルタで構成している。そして、このフィルタ部 31 を通過後に第 5 図に示すような 16 チャンネル各々の表面筋電図で前記ディスプレイ 105 に表示するように構成している。

表面筋電図計測部 32 は、表面電極 1 により計測した信号を増幅し、アンチエイリアシングフィルタをかけた後で、前記皮膚表面上における表面筋電図を計測するものである。なお、本実施形態では、前記筋電位信号を
10 サンプリング周波数 1 kHz 及び 12 ビット A/D 変換にてサンプリングを行う。

運動単位分離部 33 は、前記表面筋電図計測部 32 で計測した表面筋電図に基づき発火した筋を構成する個々の運動単位を推定するものであって、本実施形態では、
15 多チャンネルブラインドデコンボリューション法に基づき、前記表面筋電図計測部 32 で計測した表面筋電図から所定の発火パターンを示す個々の運動単位を分離するように設定している。

より具体的に多チャンネルブラインドデコンボリューション法を説明すると、この方法は高次統計量を利用して
20 信号を統計的独立な成分へと分離可能な独立成分分析に分類される手法の一つであって、時間的に独立な信号 $s(t) = [s_1(t), \dots, s_n(t)]^T$ が混合フィルタに通されたものとして観測される多チャンネル
25 の各時刻 t での信号を $x(t) = [x_1(t), \dots$

、 $\mathbf{x}_n(t)]^T$ と表したとき、

$$\mathbf{y}(t) = \mathbf{W}(Z^{-1})\mathbf{x}(t) \quad \dots (1)$$

により信号を独立成分 $\mathbf{y}(t) = [y_1(t), \dots$

、 $y_n(t)]^T$ に分離することができる。ここで、 \mathbf{W}

5 (Z^{-1}) は、

$$W_{ij}(Z^{-1}) = \sum_{\tau'=-\tau}^{\tau} W_{ij}(\tau')z^{-\tau'} \quad \dots (2)$$

と表される。 z^{-1} は $z^{-\tau}\mathbf{x}(t) = \mathbf{x}(t-\tau)$ のように動作する時間遅れ演算子を表す。

そして、逆フィルタを求めやすくするために $\mathbf{W}(z^{-1})$ を2つの片側のみのFIRフィルタ $\mathbf{L}(\text{causal})$ 、 $\mathbf{R}(\text{non-causal})$ に分解する。このように分解されたフィルタにおけるブラインドデコンボリューションの過程を第6図に示す。混合フィルタは時空間的に一定であると仮定し、その逆フィルタの推定
10
15 は、

$$\Delta \mathbf{L}(\tau) = \eta \sum_{\tau'=0}^{\tau} \{ \delta(\tau') - \varphi(\mathbf{y}(t))\mathbf{y}^T(t-\tau') \} \mathbf{L}(\tau-\tau') \quad \dots (3)$$

$$\Delta \mathbf{R}(\tau) = -\eta \sum_{\tau'=0}^{\tau} \mathbf{L}^H(z^{-1})\varphi(\mathbf{y}(t))\mathbf{u}^T(t+\tau')\mathbf{R}(\tau-\tau') \quad \dots (4)$$

によって学習される。ここで $\mathbf{R}(0)$ は単位行列、

$$\mathbf{L}^H(z^{-1}) = \sum_{\tau=0}^N \mathbf{L}(\tau)^T z^{\tau}$$

20 である。

以上によって分離された独立成分の各出力信号の例を第 9 図に示す。この例では、4、7、15 番目の各成分に単独の運動単位に相当する信号が現れている。この信号は、ディスプレイに表示され、計測者がこれらを選択する。

次に、各独立成分に対応する M U A P の各表面電極への現れ方を次のようにして調べる。i 番目の独立成分のインパルス出力のみ、 $y = [0, \dots, 0, y_i(t), 0, \dots, 0]^T$ 、 $y_i(t) = [0, \dots, 0, \delta(t), 0, \dots, 0]$ に対する入力 $x(i)$ は、 $y(t) = W(Z^{-1})x(t)$ より、

$$x(i) = W(Z^{-1})^{-1} \text{の第 } i \text{ 列} \quad \dots (5)$$

で与えられる。なお、ここで $\delta(t)$ は、 $t = 0$ の時だけ 1 で、その他では 0 をとるものとする。これは i 番目の独立成分に対応する運動単位から発生した M U A P が、各表面電極上でどのように入力されたかを示すインパルス応答となっている。4、7、15 番目、そして比較のため、運動単位とは違ったものとして推定されている独立成分のうち 16 番目の独立成分に対して式 (5) によって算出されるインパルス応答を第 10 図～第 13 図に示す。第 10 図～第 12 図の結果は、単独の運動単位に相当するインパルス応答を示していることが確認できる。しかしながら、第 13 図の結果は、特に有意な信号を分離したとは見なせないことが分かる。第 10 図～第 12 図のインパルス応答を観察すると、肘に近い上側に

配置された電極と、手先に近い下側に配置された電極とで、インパルス応答の位相が反転していることが確認できる。M U A P は運動終板から筋繊維の末端に向かって両側に伝搬していくため、運動終板の前後の筋電図は位相が反転することが知られている。したがって、ちょうど位相が反転する部分において運動単位のインパルス応答が非常に弱い電極が存在している原因は、これらの電極付近に運動終板があったためであると考えられる。また、第 10 図～第 12 図において、運動終板の位置および最大振幅を示す電極位置がそれぞれ異なることから、これらは異なる運動単位を抽出したものであると推定できる。一方、第 13 図では特に目立った特徴が見られず、16 番目の独立成分はノイズとして抽出されていると考えられる。以上より、独立成分に通される混合フィルタの特性という観点から、4、7、15 番目の独立成分は運動単位であると特定できる。

このような多チャンネルブラインドデコンボリューション法を用いることによって、前記表面筋電図計測部 32 で計測した表面筋電図に基づき、発火した運動単位を分離する。なお、本実施形態において、多チャンネルブラインドデコンボリューション法を行う際の学習条件として、タプ数 τ は 20、パッチサイズは 100、学習率は $\eta(0) = 0.00001$ から始めて 10 回学習するごとに $\eta(t+1) = 0.8\eta(t)$ にしたがって更新するように設定している。また、非線形関数 $\phi(x)$

は運動単位の発火統計が、スーパーガウシアン分布をしているという仮定により $\phi(x) = \tanh(x)$ を用いている。ここで、スーパーガウシアン分布とは、尖度と呼ばれる $K = E[(x - \mu)^4] / E[(x - \mu^2)^2] - 3$ の4次の統計量が正の値をとる分布のことである。

運動単位発火パターン格納部 3 a は、生理学的知見に基づく運動単位の発火間隔の分布パターンを格納するものであって、前記外部記憶装置 1 0 3 や内部メモリ 1 0 2 の所定領域に形成している。なお、本実施形態において、この生理学的知見に基づく運動単位の発火間隔の分布パターンは、第 7 図に示すように、運動単位の発火間隔の分布として示すことが可能な針筋電図から得たものを格納している。

運動単位位置推定部 3 5 は、前記運動単位分離部 3 3 で分離した個々の運動単位に起因する各電極上の電位を境界条件として、静電場に関する偏微分方程式であるポアソン方程式 $\nabla \cdot \sigma \nabla \Phi = -I$ で与えられる逆問題を解き、各運動単位に対して個別に対応する電流源 I の分布を求める。ここで、 σ は、生体組織のコンダクタンス分布を表し、コンダクタンス分布モデル格納部 3 4 によって与えられる。 Φ は、生体組織内の電位分布であり、皮膚表面上で、 $\sigma \nabla \Phi \cdot n = 0$ という境界条件を満たす。 n は、皮膚に対する法線ベクトルである。

運動単位位置推定部 3 5 において求められる各運動単

位に対する電流源分布 I は、生体組織中における各運動単位を構成する筋線維の脱分極位置を示しているが、この逆問題は不良設定問題であり、そのままでは解を一意に決定することができない。そのため、運動単位がどの
5 ように脱分極して活動電位を発生させるのかをモデル化した運動単位脱分極モデルをあらかじめ運動単位脱分極モデル格納部 3 b に持ち、これを利用することによって、一意に解を決定する。

筋肉分布モデル格納部 3 6 は、運動単位を構成する筋
10 線維や運動ニューロンをモデル化した筋肉分布モデルを格納するものであって、前記外部記憶装置 1 0 3 や内部メモリ 1 0 2 の所定領域に形成している。

計測監視部 3 7 は、表面筋電図の計測時に、計測中の表面筋電図を前記ディスプレイ 1 0 5 に画像出力するものである。なお、本実施形態では、表面筋電図の計測中に運動単位以外と推定される表面筋電図が前記ディスプレイ 1 0 5 に画像出力された際には、前記表面筋電図計測部 3 2 が計測を行わないように設定している。
15

表示部 3 8 は、前記運動単位位置推定部 3 5 で推定した運動単位の脱分極位置を、前記筋肉分布モデル格納部 3 6 に格納する筋肉分布モデルを重ねて前記ディスプレイ 1 0 5 に 3 次元画像出力するものである。
20

次に、以上のように構成される活動筋肉表示装置 A の動作について第 8 図に示すフロー図等を用いて説明する
25 。なお、本実施形態では、次の (1) から (4) に示す

手順で準備を行ったのちに活動筋肉表示装置 A の主動作を行うように設定している。(1) 被験者 M を椅子に座らせ、左腕を掌が上に向くようにして台の上に固定する。(2) 各チャンネルの信号にハム雑音以外の雑音が見られなくなり、また、ハム雑音が十分小さくなったことを計測者が確認する。(3) 計測中における新たな運動単位の動員や停止がないように、被験者 M に対してディスプレイ 105 に表示される筋電図を見ながら一定の力で、所定の指に力を加えるように指示する。(4) 被験者 M は計測者の合図とともに一定の力で所定の指に力を加える。

まず、表面電極 1 を用いて各チャンネルにおける筋電位信号を計測すると (ステップ S 101)、フィルタ部 31 によって皮膚の動きにともなう接触抵抗の変化やリード線 2 の揺れなどにより生じる低周波の変動等の外乱が除去され (ステップ S 102)、このフィルタ部 31 を通過した筋電位信号は、表面筋電図計測部 32 によって、第 5 図に示すようなチャンネル毎に計測した表面筋電図としてディスプレイ 105 に表示される (ステップ S 103)。次に、運動単位分離部 33 が、多チャンネルデコンボリューション法により、第 5 図に示すような筋電図より分離された独立成分を求め (ステップ S 104)、第 9 図に示すような独立成分としてディスプレイ 105 に表示する。ディスプレイ 105 に表示した独立成分から独立成分がピーク値の振幅と発火周期がほぼ一

定である 4、7、15 番目の成分が運動単位と推定される（ステップ S 105）。なお、本実施形態において、この独立成分の推定は、ディスプレイ 105 に表示した表面筋電図から計測者が独立成分として推定されるものを選択し、前記ユーザインタフェース 106 を利用して発火したと推定される運動単位を活動筋肉表示装置本体 3 に入力するように設定している。次に、分離した運動単位の各電極におけるインパルス応答を求め（ステップ S 106）、その値を境界条件として運動単位の 3 次元位置を推定する（ステップ S 107）。

そして、位置を特定した運動単位 X は、表示部 38 によって、筋肉分布モデル格納部 36 に格納している筋肉分布モデルと重ね合わされ、ディスプレイ 105 に画面表示されることとなる（ステップ S 108）。なお、本実施形態では、第 14 図に示すように、腕の組織を fMRI 等で取った 3 次元構造画像を半透明にディスプレイ 105 に画面表示に表示するとともに、位置を特定した運動単位 X を輝線（図中斜線）等に表示するようにして設定している。

以上に詳述したように、本実施形態の活動筋肉表示装置 A は、複数の表面電極及び表面筋電図計測部 32 によって生体を侵襲することなく表面筋電図を計測することができるとともに、運動単位分離部 33 及び運動単位位置推定部 35 によって、時間的・空間的に加算された多数の MUAP から発火した運動単位を分離することがで

き、さらに、位置を特定した運動単位をディスプレイで画像化されるため、生体における制御機構の解明に非常に有用とすることができる。

また、ハイパスフィルタによって、皮膚の動きにともなう接触抵抗の変化やリード線の揺れなどにより生じる低周波の変動等の外乱を好適に除去されるため、精度よく表面筋電図を計測して発火した運動単位を特定することができる。

さらに、発火したと特定した運動単位を筋肉分布モデルに重ねて表示するため、より具体的にその動作を認識することができる。

なお、本実施形態では、地面に対して図示しない水平な台の上に被験者Mの腕を載せ、その被験者Mの薬指の張力発生時に筋長変化を伴わない等尺性収縮時における表面筋電図を測定し、これより発火した運動単位を特定しさらに特定した運動単位を画像化して表示する場合を一例に挙げて説明したが、薬指に限らずその他の部位の筋を計測し、発火した運動単位を特定して画像化可能であることは言うまでもない。

また、筋長変化を伴わない等尺性収縮時に限らず、筋長変化を伴うものであっても、発火した運動単位を特定して画像化するように対応させることもできる。

また、本実施形態において、ハイパスフィルタのカットオフ周波数を2.5 Hzとしたが、カットオフ周波数はこれに限られるものではない。

また、表面電極 1 を極間 10 mm 及び 4 mm にて 5 × 4 のアレイ状にして配置したが、配置する表面電極 1 の個数や配置方法はこれに限られるものではなく、使用する表面電極 1 の形状や寸法等も任意に設定しても構わない。

なお、本実施形態において、ディスプレイ 105 に表示した表面筋電図から計測者が独立成分として推定されるものを選択し、前記ユーザインタフェース 106 を利用して発火したと推定される運動単位を運動単位分離部 33 に入力するように設定しているが、この推定する動作を活動筋肉表示装置本体 3 で自動化して特定してもよい。

その他、各部の具体的構成についても上記実施形態に限られるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲で種々変形が可能である。

産業上の利用可能性

上述したように、本発明によれば、複数の電極及び表面筋電図計測部によって生体を侵襲することなく表面筋電図を計測することができるとともに、運動単位分離部及び運動単位位置推定部によって、時間的・空間的に加算された多数の MUA P から活動した運動単位の 3 次元位置を特定することができ、さらに、特定した運動単位を表示部が画像化するため、生体における制御機構の解明に非常に有用な活動筋肉表示装置を提供することがで

きる。

請求の範囲

1. 皮膚表面上に配置する複数の電極と、この複数の電
5 極における皮膚表面上の表面筋電図を計測する表面筋電
図計測部と、この表面筋電図計測部で計測した表面筋電
図に基づき活動した筋を構成する個々の運動単位を推定
する運動単位分離部と、この運動単位分離部で活動した
と推定される運動単位から発火した運動単位的位置を推
10 定する運動単位位置推定部と、この運動単位位置推定部
で推定した運動単位を画像化して表示する表示部とを具
備する活動筋肉表示装置。
2. 前記運動単位分離部が、多チャンネルブラインドデ
コンボリューション法に基づき、前記表面筋電図計測部で
15 計測した表面筋電図から所定の発火パターンを示す個々
の運動単位を推定することを特徴とする請求の範囲第1
項記載の活動筋肉表示装置。
3. 生理学的知見に基づく運動単位の発火間隔の分布パ
ターンおよび表面筋電図波形を格納する運動単位発火パ
20 ターン格納部を備え、前記運動単位分離部が分離した各
電極における時系列信号と照合して、一致する関係にあ
る場合に、運動単位と特定することを特徴とする請求の
範囲第1項又は第2項記載の活動筋肉表示装置。
4. 前記運動単位分離部で得た各運動単位に対応する電
25 極位置電位より、前記運動単位位置推定部が、その電位

を再現するように静電場を与える偏微分方程式の逆問題を解くことを特徴とする請求の範囲第1項、第2項又は第3項記載の活動筋肉表示装置。

5 5. 前記運動単位分離部で得た各運動単位に対応する電極位置電位より、前記運動単位位置推定部が、その電位を再現するようにポアソン方程式から電流源を推定することを特徴とする請求の範囲第1項、第2項、第3項又は第4項記載の活動筋肉表示装置。

10 6. 前記運動単位位置推定部が、逆問題を解くために、電気的コンダクタンスがそれぞれ異なる生体内の脂肪、骨、筋肉等の分布、配置をモデル化したコンダクタンス分布モデルを格納するコンダクタンス分布モデル格納部を備えたことを特徴とする請求の範囲第1項、第2項、第3項、第4項、第5項又は第6項記載の活動筋肉表示装置。

15 7. 前記運動単位位置推定部が、逆問題を一意に解くために、運動単位の脱分極モデルを格納する運動単位脱分極モデル格納部を備えたことを特徴とする請求の範囲第1項、第2項、第3項、第4項、第5項又は第6項記載の活動筋肉表示装置。

20 8. 前記複数の電極が、アレイ状に並べて配置されたものであることを特徴とする請求の範囲第1項、第2項、第3項、第4項、第5項、第6項又は第7項記載の活動筋肉表示装置。

25 9. 所定の周波数以上の周波数成分を有する信号を通過

させるハイパスフィルタを設け、前記表面筋電図計測部が計測する表面筋電図が、このハイパスフィルタを通過させたものであることを特徴とする請求の範囲第1項、第2項、第3項、第4項、第5項、第6項、第7項又は第8項記載の活動筋肉表示装置。

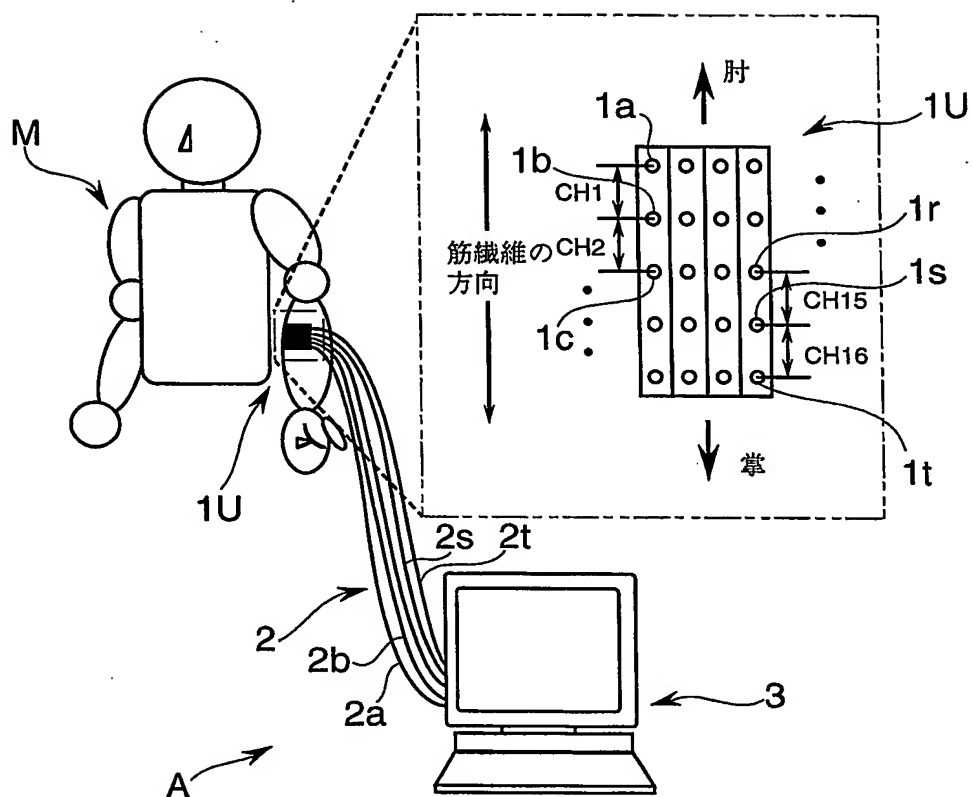
10 10. 前記表面筋電図計測部で計測した表面筋電図を、平均値が0、分散が1に正規化していることを特徴とする請求の範囲第1項、第2項、第3項、第4項、第5項、第6項、第7項、第8項又は第9項記載の活動筋肉表示装置。

15 11. 前記運動単位分離部が、前記表面筋電図計測部で計測する表面筋電図を所定の条件で学習し、この学習した学習データに基づき発火した筋を構成する個々の運動単位を推定するように構成していることを特徴とする請求の範囲第1項、第2項、第3項、第4項、第5項、第6項、第7項、第8項、第9項又は第10項記載の活動筋肉表示装置。

20 12. 運動単位を構成する筋繊維や運動ニューロンをモデル化した筋肉分布モデルを格納する筋肉分布モデル格納部を備え、前記表示部が前記運動単位位置推定部で特定した運動単位を前記筋肉分布モデルに重ねて表示することを特徴とする請求の範囲第1項、第2項、第3項、第4項、第5項、第6項、第7項、第8項、第9項、第10項又は第11項記載の活動筋肉表示装置。

25 13. 表面筋電図の計測時に、計測中の表面筋電図を画

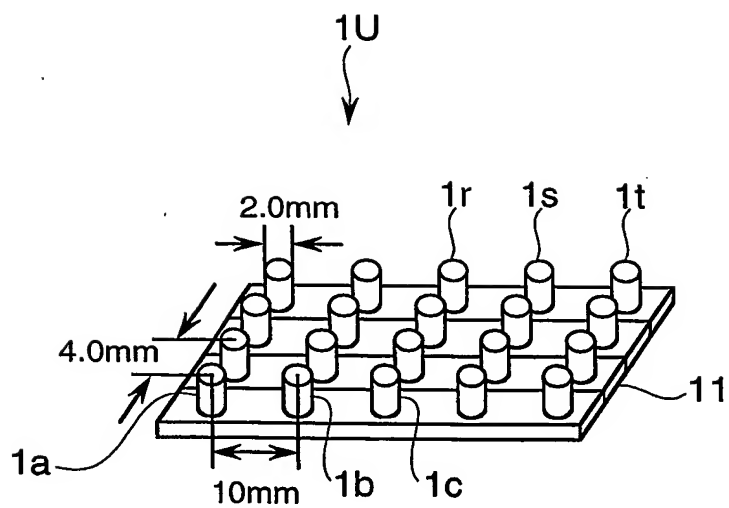
像出力する計測監視部を設け、この計測監視部に運動単位以外と推定される表面筋電図が画像出力された際に、前記表面筋電図計測部が計測を行わないように構成していることを特徴とする請求の範囲第1項、第2項、第3
5 項、第4項、第5項、第6項、第7項、第8項、第9項、第10項、第11項又は第12項記載の活動筋肉表示装置。

1/14
第1図

差替え用紙 (規則26)

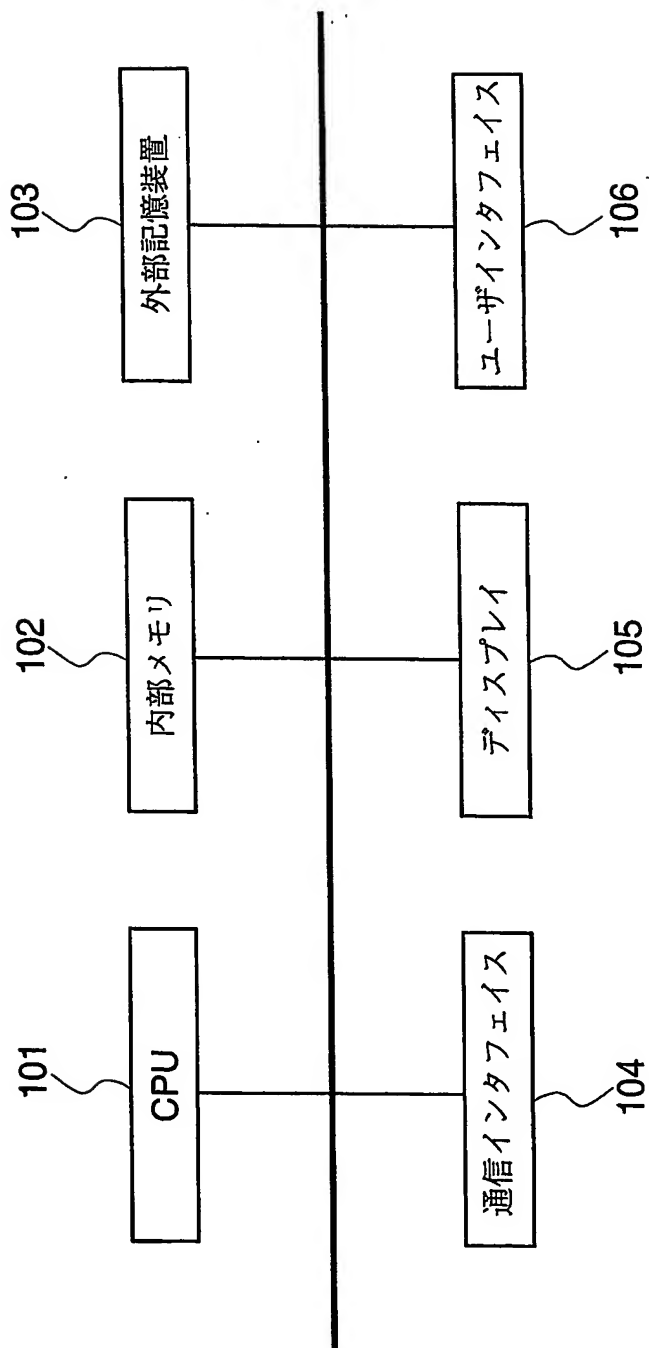
BEST AVAILABLE COPY

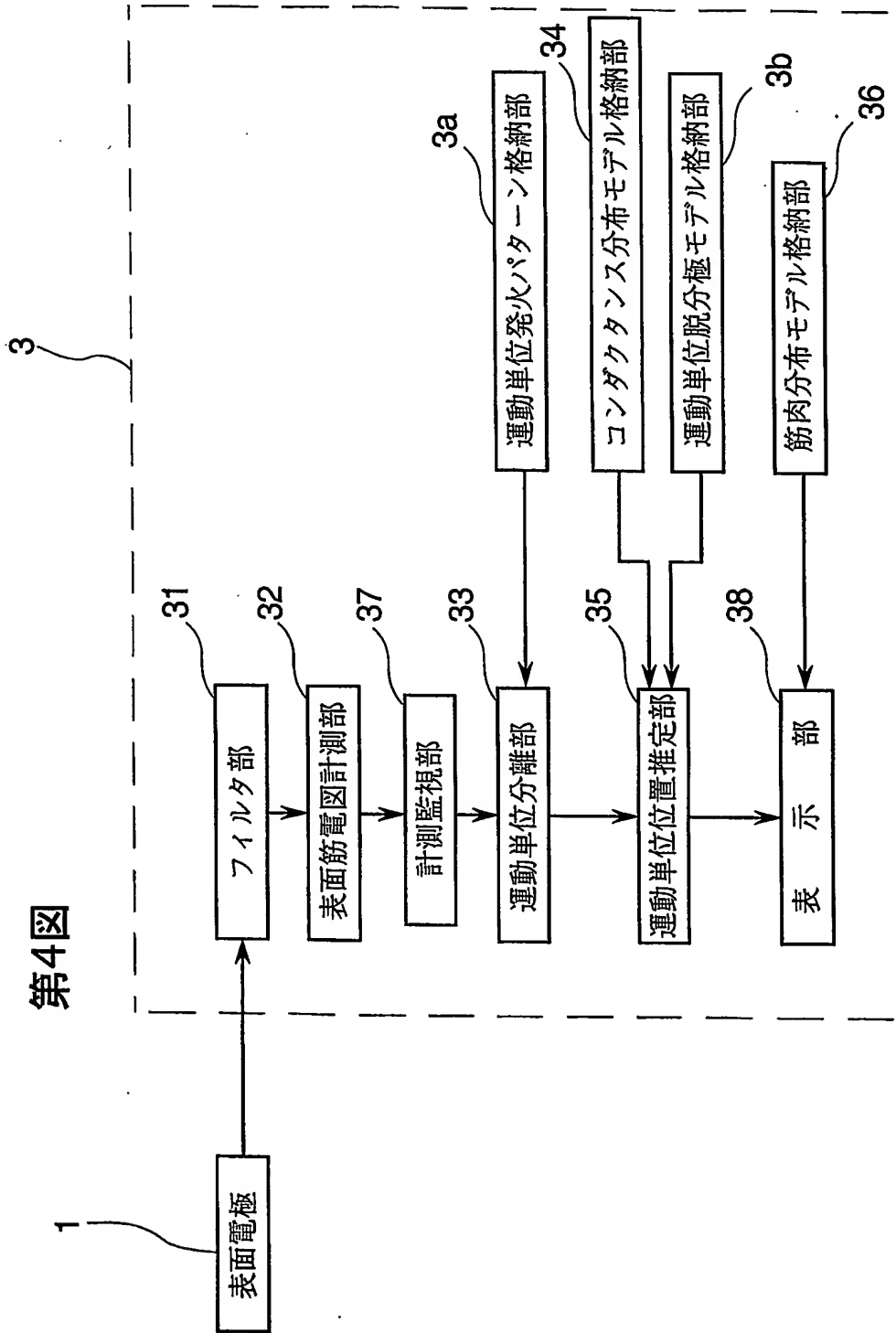
2/14
第2図



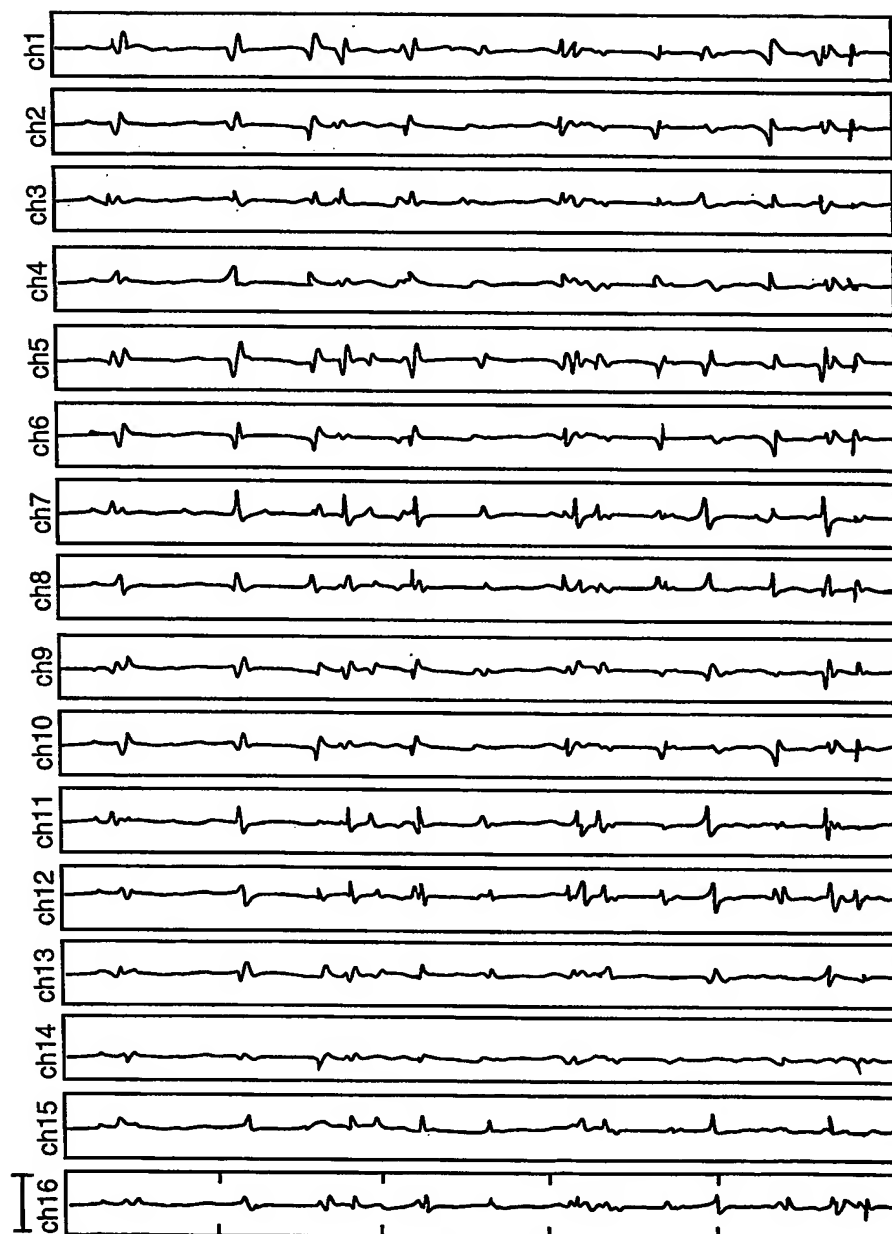
3/14

第3図



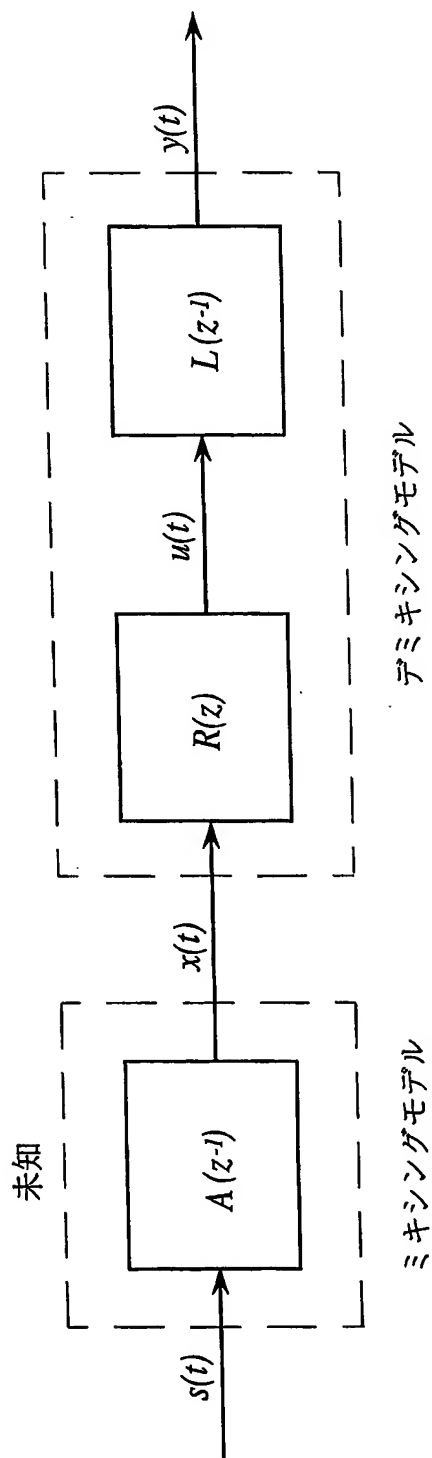


5/14
第5図

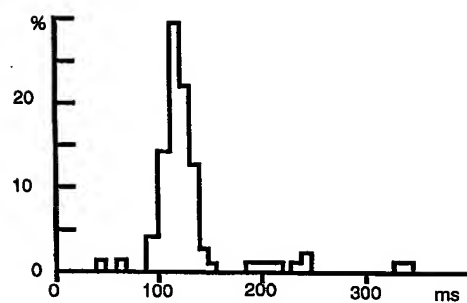


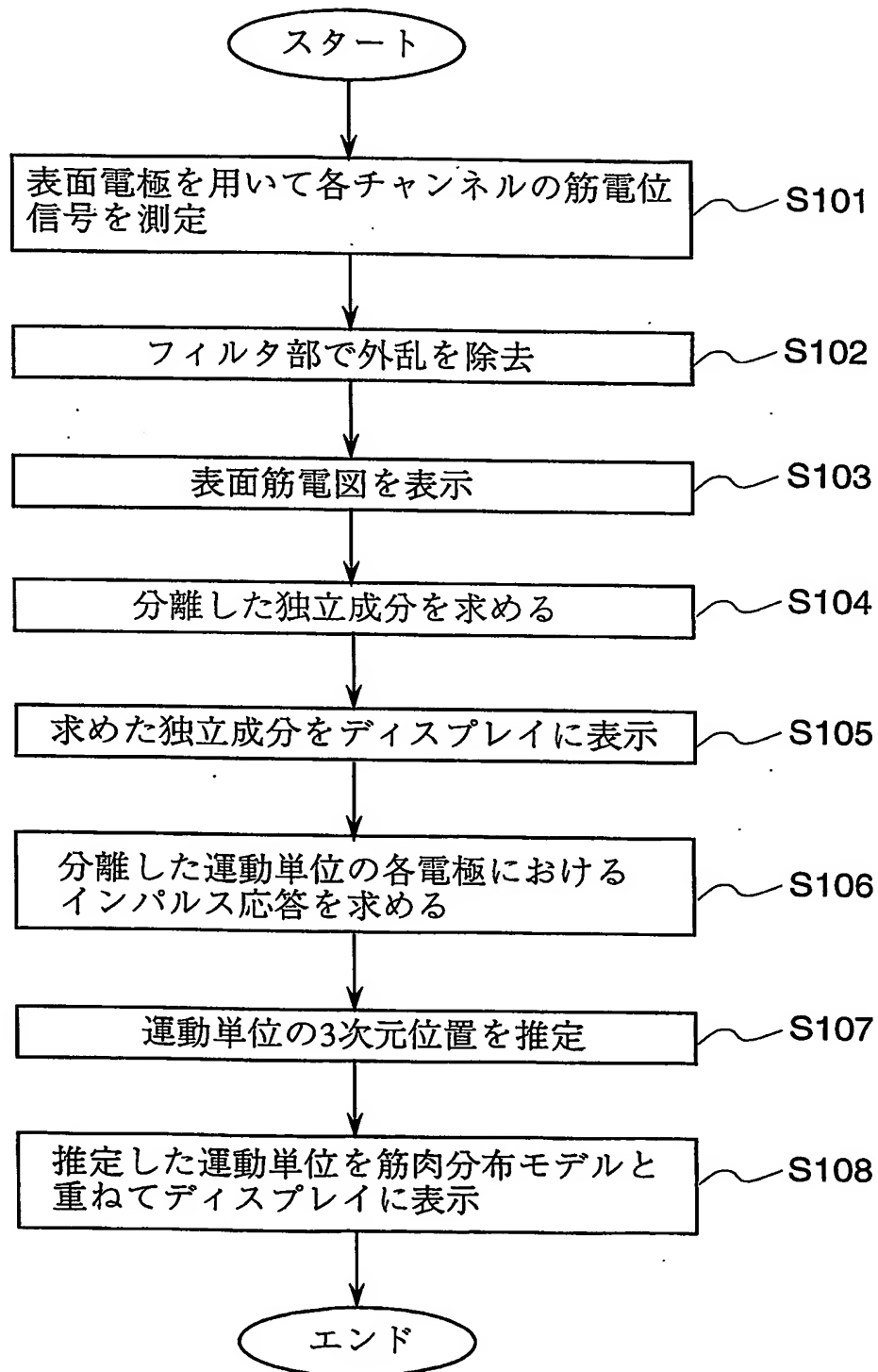
6/14

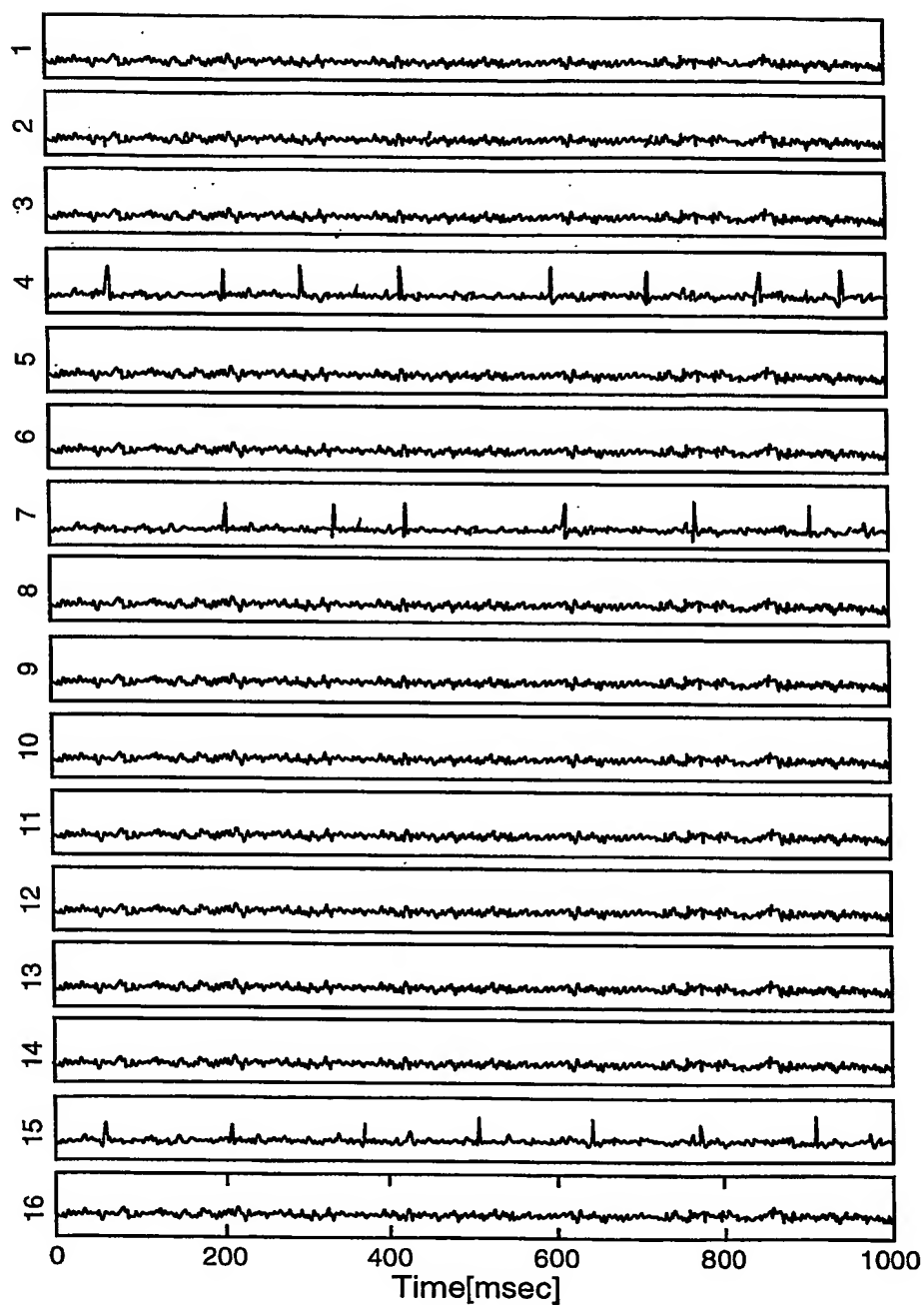
第6図



7/14
第7図



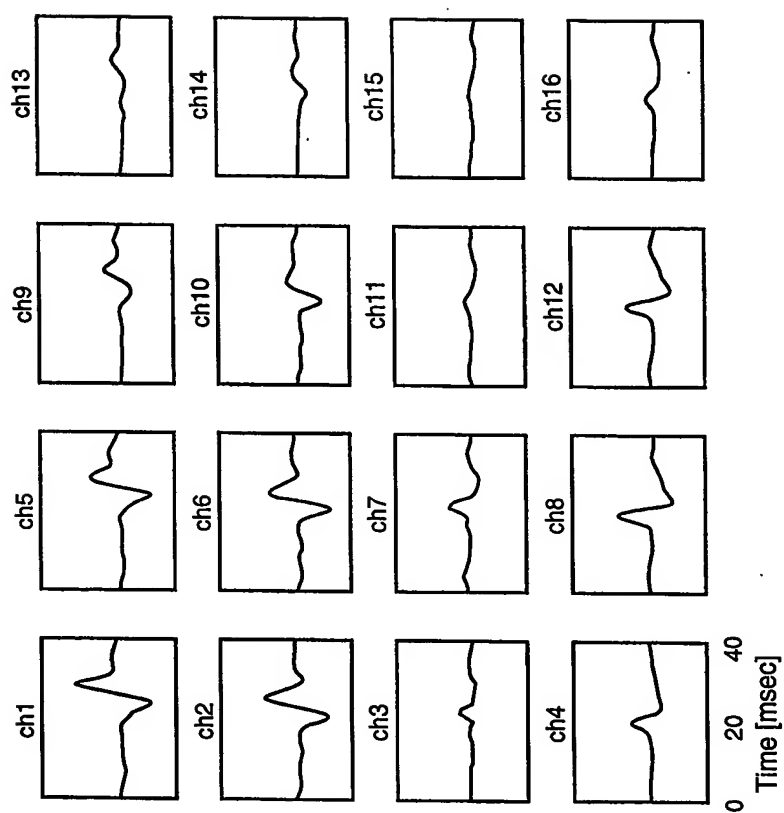
8/14
第8図

9/14
第9図

10/14

第10図

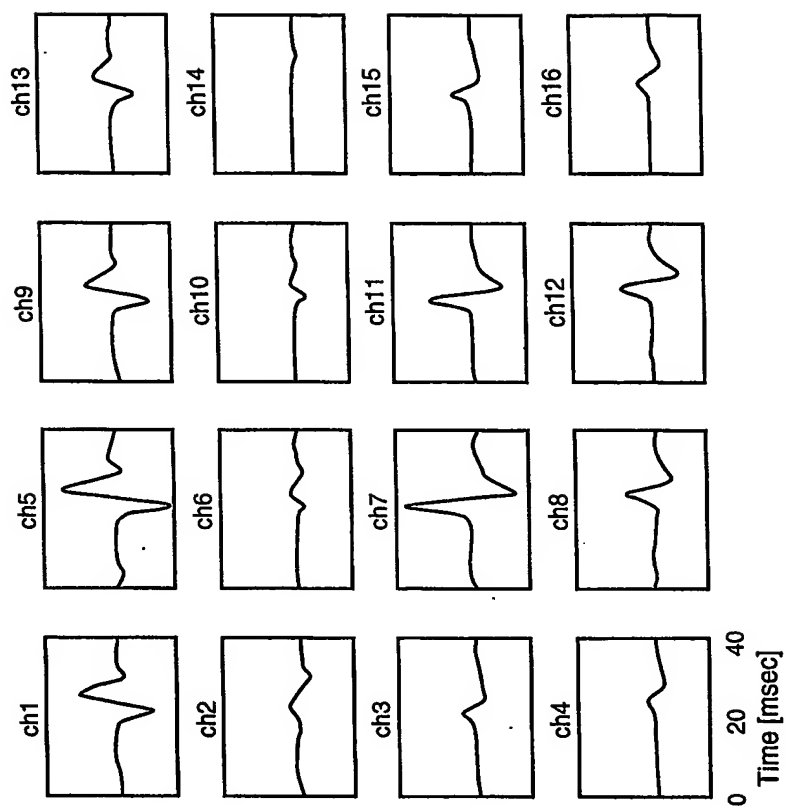
4 番目の独立成分に対する混合フィルタのインパルス応答



11/14

第11図

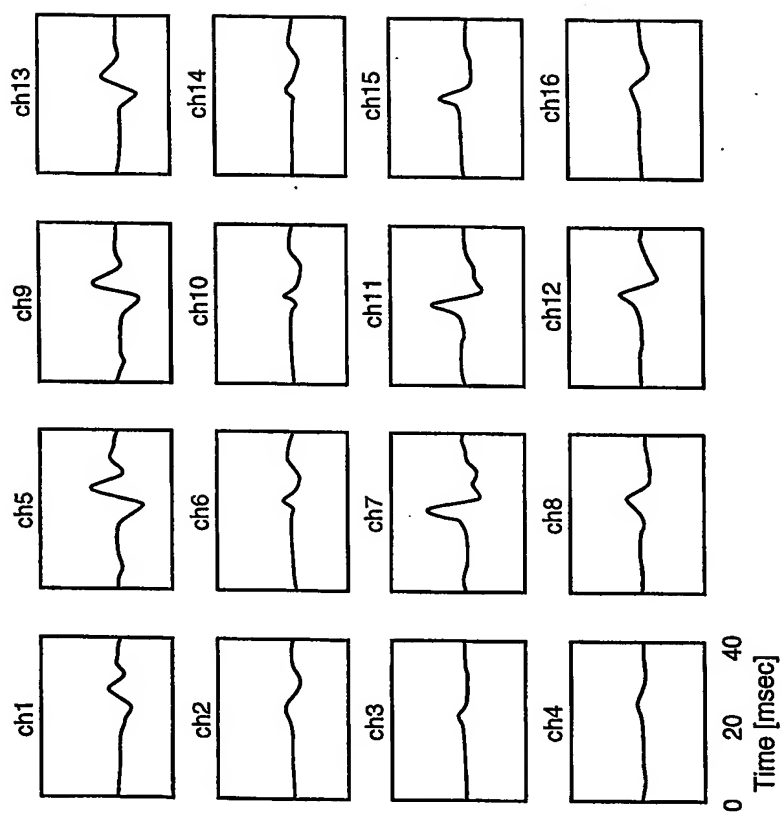
7番目の独立成分に対する混合フィルタのインパルス応答



12/14

第12図

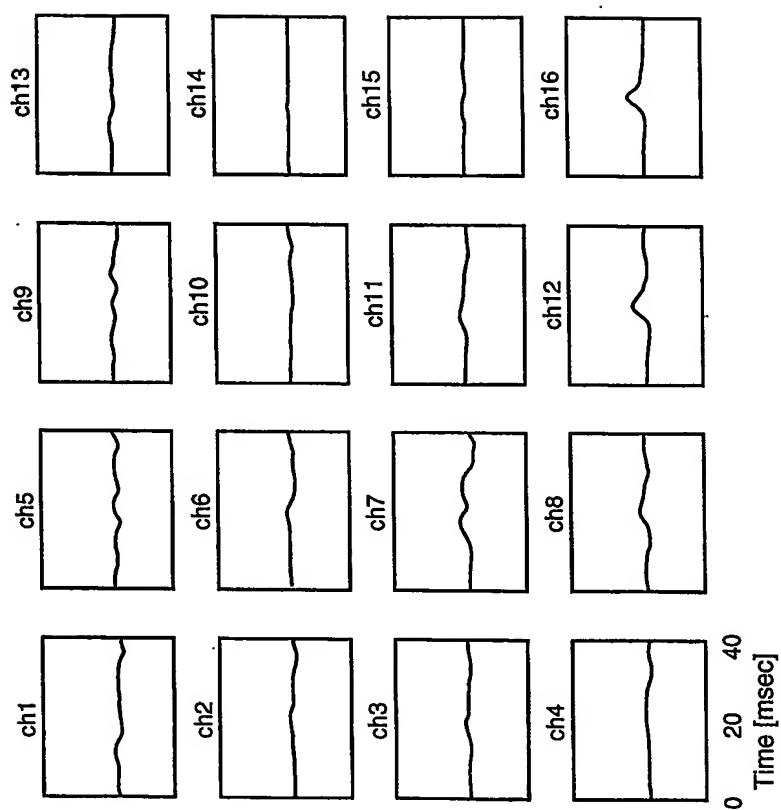
15 番目独立成分に対する混合フィルタのインパルス応答



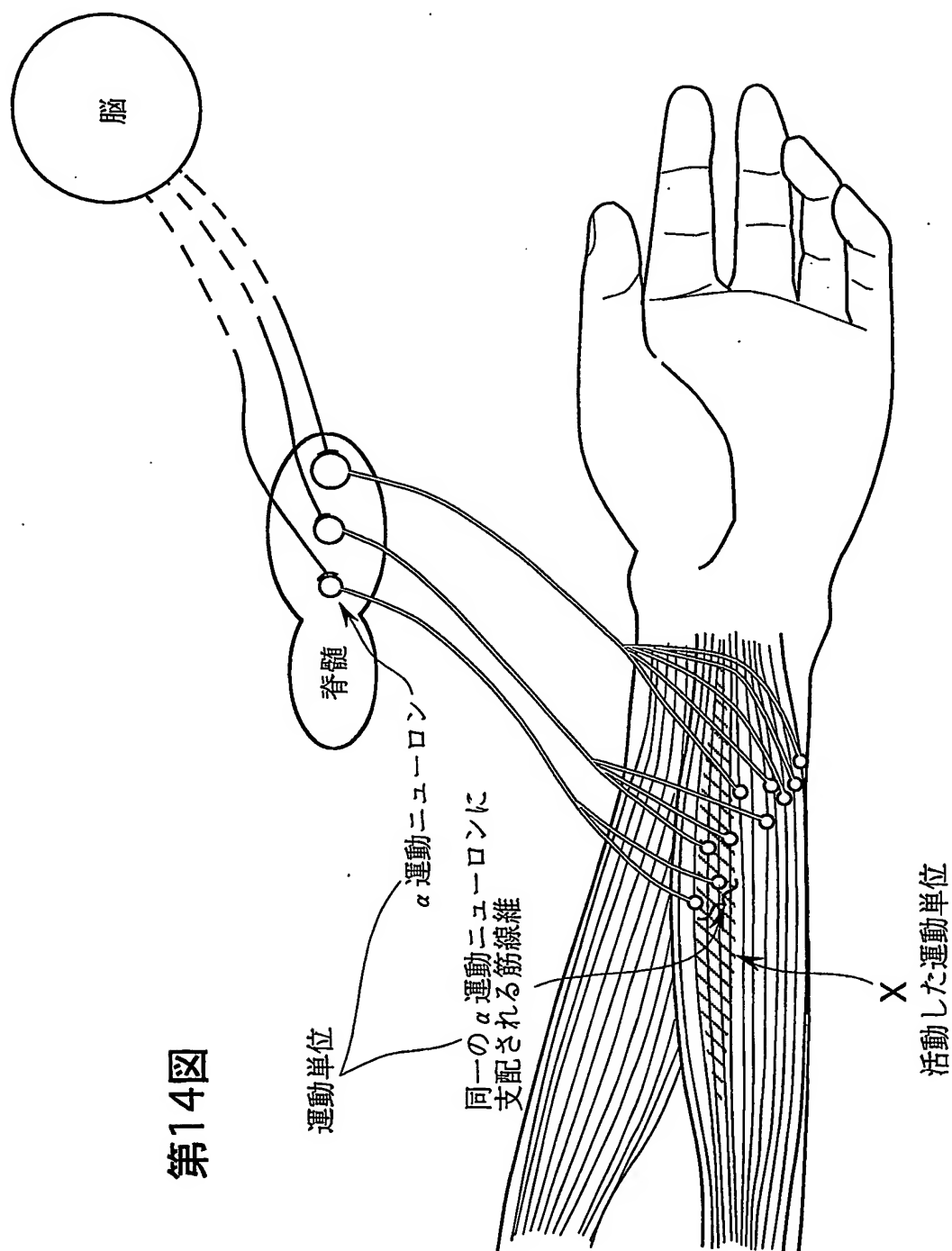
13/14

第13図

16 番目の独立成分に対する混合フィルタのインパルス応答



14/14



第14図

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP02/09302

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl ⁷ A61B5/0488		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int.Cl ⁷ A61B5/0488		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2002 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2002 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2002		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) JICST FILE (JOIS)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	Takahiko ARIMOTO et al., "Blind Deconvolution niyoru Ta-channel Hyomen Kindenzu kara no Tan'itsu Undo Tan'i Dotei ni Kansuru Kenkyu", The Institute of Electronics, Information and Communication Engineers Gijutsu Kenkyu Hokoku, 12 March, 2002 (12.03.02), Vol.101, No.736, pages 159 to 166	1-13
A	Hideo NAKAMURA et al., "Blind Shingo Bunri Gijutsu Hyomen Kindenzu niyoru Undo Tan'i Katsudo Den'i Keisoku eno Oyo", BME, 10 May, 2002 (10.05.02), Vol.16, No.5, pages 32 to 37	1-13
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		"I" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 17 December, 2002 (17.12.02)		Date of mailing of the international search report 14 January, 2003 (14.01.03)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B 5/0488

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B 5/0488

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1922-1996年

日本国公開実用新案公報 1971-2002年

日本国登録実用新案公報 1994-2002年

日本国実用新案登録公報 1996-2002年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

JICSTファイル (JOIS)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	有本隆彦 他3名, ブラインドデコンボリューションによる多チャネル表面筋電図からの単一運動単位同定に関する研究, 電子情報通信学会技術研究報告, 2002. 03. 12, 第101巻, 第736号, p. 159-166	1-13
A	中村英夫 他4名, ブラインド信号分離技術表面筋電図による運動単位活動電位計測への応用, BME, 2002. 05. 10, 第16巻, 第5号, p. 32-37	1-13

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

17. 12. 02

国際調査報告の発送日

14.01.03

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

門田 宏

2W

9224

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B 5/0488

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B 5/0488

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1922-1996年

日本国公開実用新案公報 1971-2002年

日本国登録実用新案公報 1994-2002年

日本国実用新案登録公報 1996-2002年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

JICSTファイル (JOIS)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	有本隆彦 他3名, ブラインドデコンボリューションによる多チャンネル表面筋電図からの単一運動単位同定に関する研究, 電子情報通信学会技術研究報告, 2002. 03. 12, 第101巻, 第736号, p. 159-166	1-13
A	中村英夫 他4名, ブラインド信号分離技術表面筋電図による運動単位活動電位計測への応用, BME, 2002. 05. 10, 第16巻, 第5号, p. 32-37	1-13

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」口頭による開示、使用、展示等に関する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

17. 12. 02

国際調査報告の発送日

14.01.03

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

門田 宏

2W

9224

電話番号 03-3581-1101 内線 3290